

⑫ 公開特許公報(A) 平3-261467

⑮ Int. Cl. 5

識別記号

庁内整理番号

⑯ 公開 平成3年(1991)11月21日

A 61 B 17/36

3 3 0

8932-4C

A 61 B 10/00

T

7831-4C

A 61 N 5/06

Z

8406-4C

G 01 N 21/76

7055-2J

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 癌治療装置

⑰ 特 願 平2-61694

⑱ 出 願 平2(1990)3月13日

⑲ 発 明 者 平 尾 勇 実 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内

⑳ 出 願 人 オリnbas光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉑ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

癌治療装置

2. 特許請求の範囲

超音波により音響化学ルミネッセンスを起こす音響化学ルミネッセンス作用物質と、この音響化学ルミネッセンス作用物質を収納する収納容器とからなり、前記収納容器の少なくとも一部が前記音響化学ルミネッセンス作用物質からの発光光線を透過させる透光部材で形成され、この透光部材の外表面の少なくとも一部に光励起半導体が設けられていることを特徴とする癌治療装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、生体内の渾部に発生した癌、例えば肝臓、脾臓等の臓器に発生した癌や骨腫瘍等を治療するための癌治療装置に関する。

〔従来の技術〕

従来、癌等の悪性腫瘍を治療する方法として、光励起された半導体表面が有する強い反応性を利

用して、癌細胞を死滅させる治療方法が知られている。

上述の効果を応用した治療法としては、例えば特願平1-233433号に示すように、食道プロステーセス、ERBDチューブのような生体管路に挿入する管状体の表面における腫瘍組織と接触する部分に、光励起半導体であるTiO₂を設け、内視鏡的に光を照射することで腫瘍組織を死滅させる方法や、特願平1-231403号に示すように、生体内に挿入するバルーンの外表面に光励起半導体であるTiO₂を設け、バルーンを患部に接触させ、このバルーンの内側から半導体物質に向けて光を照射する治療方法が知られている。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、上述のような治療装置の治療部は、内視鏡やバルーンカテーテルが挿入でき、しかも光照射が容易に行なえる食道、尿道、胆管等の管腔臓器に限定されてしまい、例えば、肝臓、脾臓等の光照射が困難な臓器や骨組織等に発生し

た癌に対しては治療することができないという問題がある。

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的は、光照射が困難な生体の深部に発生した癌に対して、容易に繰り返し治療が可能な癌治療装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、本発明の癌治療装置は、超音波により音響化学ルミネッセンスを起こす音響化学ルミネッセンス作用物質と、前記音響化学ルミネッセンス作用物質を収納する収納容器とからなり、前記収納容器の少なくとも一部が音響化学ルミネッセンス作用物質からの発光光線を通過する透光部材で形成され、透光部材外表面の少なくとも一部に光導起半導体が設けられている。

【作用】

本発明に係わる癌治療装置では、音響化学ルミネッセンス作用物質を収納した収納容器を生体の深部に発生した癌、例えば肝臓、肺臓等の臓器、

あるいは骨組織等の光照射が困難な部位に発生した癌組織に接触させて留置し、体外から超音波を照射することにより、収納容器内の音響化学ルミネッセンス作用物質は、超音波により発生するキャビテーション気泡の圧縮の際に二次的効果として光を発生し、この発光した光は収納容器の透光部材を透過して光導起半導体に照射される。その結果、光導起半導体は酸化反応を起こし、光触媒効果によって光導起半導体と接触した癌組織を死滅させる。そして、超音波の照射により生体外から繰り返し治療が行こなわれる。

【実施例】

以下図面を参照しながら本発明の実施例について説明する。

第1図乃至第4図は、本発明の第1実施例に係わる癌治療装置を示している。第1図に示す癌治療装置本体2は、ポリビニルアルコール(PVA)ハイドロゲル、シリコンゴム等の生体軟組織の音響インピーダンスと比較的近い音響インピーダンスを持つ素材からなる収納容器としての容器部

6と、透光性を有する石英ガラス等からなる透光部材としての透光性蓋部8とで構成されている。この容器部6の内部には空間部4が設けられている。そして、容器部6と透光性蓋部8は、接合部10で接着固定されている。

また、容器部6の空間部4内には、外部から与えられる超音波により発生するキャビテーション気泡の圧縮の際に、二次的効果で光を発生する音響化学ルミネッセンス作用物質12が充填されている。この音響化学ルミネッセンス作用物質12としては、例えばルミノールのアルカリ性水溶液（例えば、溶液1ℓ中に約5gの Na_2CO_3 と約0.1gのルミノールを溶かしたもの）等がある。上記透光性蓋部8の外表面には、第2図に示すように、光触媒効果を有する光導起半導体としての TiO_2 からなる半導体電極14が設けられている。この半導体電極14は、 TiO_2 微粒子を接着性の樹脂と混合し、透光性蓋部8の表面に吹付けて付着させたものであり、この半導体電極14は、透光性蓋部8の表面に一体的に固着され

ている。なお、 TiO_2 微粒子の大きさは、一般に $0.1\mu\text{m} \sim 1\mu\text{m}$ の間であるが、 $0.1 \sim 1.0\mu\text{m}$ 程度が好ましい。また、容器部6、蓋部8を合わせた大きさとしては、 $3 \sim 3.0\text{mm}$ 程度が好ましい。

次に、本発明の第1実施例に係わる癌治療装置を用いて、生体内軟組織深部、例えば肝臓の表面に発生した癌を治療する方法について説明する。

第3図に示すように、肝臓18に発生した癌組織20の上部もしくは近接した部位の生体皮膚組織16に第1のシース22を穿刺する。そして、第1のシース22の内孔に観察用の光学視管32を挿通する。その後、第1のシース22近傍の生体皮膚組織16に、第2のシース24を穿刺する。そして、第2のシース24に挿通された把持鉗子28により癌治療装置本体2を把持し、肝臓18表面の癌組織20に導く。この作業は、第1のシース22内に挿通した光学視管32で観察しながら行なう。また、癌治療装置本体2の留置を行なう場合、第4図に示すように癌治療装置本体2の透光性蓋部8の外表面に設けられた半導体電極

14が、癌組織20に接するように光学視管32で観察を行ないながら留置する。

また、上記癌治療装置本体2を長時間体内に留置する場合は、癌治療装置本体2をフィブリン等の生体用接着剤を用いて癌組織に接着固定したり、もしくは癌治療装置本体2をクリップで覆ったり、あるいは癌治療装置本体2を光学視管32で観察しながら癌組織に縫合固定しても良い。

癌治療装置本体2の埋設後は、第1のシース22、第2のシース24また各々に挿通した光学視管32、把持鉗子28を生体皮膚組織16から抜く。その後、第4図に示すように、生体外に配置した超音波発振装置26より超音波信号を発振する。発振された超音波信号は、アンブ30により増幅され、超音波発振プローブ34に設けられた超音波発振素子36から増幅された超音波として発振され、その結果、生体皮膚組織16に密着固定したバウチ38を介して生体内の癌組織20の近傍に留置した癌治療装置本体2に向けて超音波が照射される。

このように構成された癌治療装置は、生体外から超音波を照射することで肝臓、脾臓等の光照射が困難な臓器に発生した癌や骨肉腫瘍等に対して体外から容易に繰り返し治療を行なうことができる。従って、従来の光助起半導体を用いた治療装置のように治療可能な部位が、内視鏡やバルーンカテーテルが挿入でき、光照射が可能な管腔臓器に限定されることはない。

なお、上記第1実施例では、半導体電極を透光性蓋部8の表面に吹付けて設けているが、素材中に半導体微粒子を混入させて、透光性蓋部8を形成しても良い。

また、上記実施例では癌治療装置本体2を1個だけ埋設する場合について述べたが、癌組織20の大きさに合わせ、複数個埋設しても良い。

第5図乃至第6図は、本発明の第2実施例に係わる癌治療装置を示している。

第2実施例の癌治療装置本体40は、透光性を有するポリメタクリル酸メチル(PMMA)、ポリメタクリル酸2-ヒドロキシエチル

上記癌治療装置本体2の容器部3は、生体軟組織と音響インピーダンスに近いポリビニルアルコールハイドロゲルやシリコンゴム等から形成されているため、照射された超音波は、容器部6の空間部4に設けられた音響化学ルミネッセンス作用物質12に到達する。

音響化学ルミネッセンス作用物質12に超音波が照射されると、キャビテーション気泡が発生し、このキャビテーション気泡が圧壊する際の温度上昇に共なる二次的効果のイオン生成で、 Na_2CO_3 を溶媒とするルミノール溶液等からなる音響化学ルミネッセンス作用物質⁶は、 $350\sim 600\text{nm}$ のスペクトル領域で連続的な光を発光する。発光した光は、癌治療装置本体2の透光性蓋部8を介して、透光性蓋部8外表面に設けられた TiO_2 よりなる半導体電極14に照射される。そして、半導体電極14に 400nm 前後の紫外光が照射されると、半導体電極14上では酸化反応が起こり、光触媒効果によって、半導体電極14と接触した癌組織20を死滅させる。

(PHEMA)、ポリビニルアルコールハイドロゲル、シリコンゴム等の生体の軟組織の音響インピーダンスと比較的近い音響インピーダンスを持つ第1の透光性容器部42と、第2の透光性容器部44とから構成されている。

第1の透光性容器部42、第2の透光性容器部44で形成された空間部46には、第1実施例と同様に、超音波の照射により発光するルミノールのアルカリ性溶液からなる音響化学ルミネッセンス作用物質12が充填されている。そして、第1の透光性容器部42と第2の透光性容器部44は、接合部48で接着固定されている。

また、第1の透光性容器部42と第2の透光性容器部44の表面上、すなわち癌治療装置本体40の全周上には、第1実施例で説明した光触媒効果を有する半導体物質としての TiO_2 からなる半導体電極50が、接着性を有する樹脂と混合されて吹付けにより付着されている。なお、 TiO_2 微粒子の大きさは、第1実施例と同様に $0.1\mu\text{m}\sim 10\mu\text{m}$ 程度のものが採用され、また

癌治療装置本体40の大きさとしては、第1実施例と同じく5〜30mm程度が好ましい。

第2実施例に係わる癌治療装置を用いて、生体内軟組織深部に発生した癌を治療する際には、シース22、把持鉗子28、光学視管32を用いて、第6図に示すように癌治療装置本体40を、第1の透光性容器部42、第2の透光性容器部44の表面上に設けられた半導体電極50が癌組織20に接するように、外科的に体内に挿入して留置する。

その後、生体外に配置された超音波発振装置26、アンプ30、超音波発振プロープ34、パウチ38等を介して生体内の癌治療装置本体40に向けて超音波を照射する。

第1、第2の透光性容器部42、44は、生体軟組織と音響インピーダンスが近いPMMA、PHEMA、PVAハイドロゲル、シリコーンゴム等から形成されているため、照射された超音波は、第1、第2の透光性容器部42、44の空間部46内に充填された音響化学ルミネッセンス作

用物質12に到達する。

そして、ルミノールのアルカリ溶液からなる音響化学ルミネッセンス作用物質12が発光し、第1、第2の透光性容器部42、44を透過して表面上に設けられたTiO₂よりなる半導体電極50に光が照射される。照射された光によって半導体電極50上では酸化反応が起こり、光触媒効果によって半導体電極50と接触した癌組織20を死滅させることができる。

このように構成される癌治療装置では、音響化学ルミネッセンス作用物質を充填した第1の透光性容器部42、第2の透光性容器部44の両者をPMMA、PHEMA、PVAハイドロゲル、シリコーンゴム等の透光性部材で形成しているため、第1実施例と比べてさらに広範囲の癌組織に対して生体外から容易に繰り返し治療を行なうことができる。

第7図乃至第8図は、本発明の第3実施例に係わる癌治療装置を示している。

第3実施例は、骨腫瘍摘出後の再発防止に用い

られる治療装置に関するものである。第7図に示すように、骨腫瘍摘出後の窪みには透光性骨充填材52が充填されるが、この透光性骨充填材52は、β-TCP、ハイドロキシアパタイト(HAP)、アルミナ等の生体適合性を有するセラミック材料からなり、これらのセラミック材料は、HIP処理を施して緻密かつ透光性を有するように形成されている。透光性骨充填材52には孔部54が設けられ、孔部54には、シリコーン等の透明かつ生体軟組織と音響インピーダンスが近い素材で形成された透明袋状部材56が接着等により固定されている。そして、透明袋状部材56の内部には、ルミノールのアルカリ溶液からなる音響化学ルミネッセンス作用物質12が充填されている。

また、透光性骨充填材52の外表面の適宜部位には、第8図に示すように、光触媒効果を有する半導体物質としてTiO₂58にPt60を担持させた半導体電極層62が、接着性を有する樹脂と混合されて吹付けにより付着されている。なお、

TiO₂にPtを担持させた微粒子の大きさは0.1〜1.0μm程度である。

次に、第3実施例に係わる透光性骨充填材52を用いて、骨腫瘍摘出後の再発を防止する方法について説明する。

まず、透光性骨充填材52を骨腫瘍摘出後の骨組織64の窪みに充填する。そして、アルミナ、β-TCP、HAP等の生体適合性を有するセラミック材料で形成された骨ビン66により骨組織64に対してねじ込み固定する。骨腫瘍摘出部に腫瘍組織が再発した場合には、第1、第2実施例と同じく生体外に配置した超音波発振装置26、アンプ30、超音波発振プロープ34、パウチ38等を介して生体内の透光性骨充填材52に向けて超音波を照射する。照射された超音波は、生体軟組織を介して透光性骨充填材52の孔部54に設けられた透明袋状部材56に到達するが、透明袋状部材56は、シリコーン等の生体軟組織と音響インピーダンスが近い材料により形成されているため、さらに透明袋状部材56内の音響化学

ルミネッセンス作用物質12に到達する。そして、第1、第2実施例と同じく、音響化学ルミネッセンス作用物質12は発光し、透明袋状部材56、透光性骨充填材52を介して、透光性骨充填材52の表面上に設けられた TiO_2 、Ptよりなる半導体電極層62に光が照射される。

照射された光により、 TiO_2 、Ptよりなる半導体電極層62上では酸化反応が起こり、光触媒効果によって半導体電極層62と接触している再発癌組織を死滅させることができる。

このように構成した癌治療装置では、透光性骨充填材52表面上に、光触媒効果を有する半導体物質としての TiO_2 にPtを担持させた半導体電極層62が設けられているため、前記第1、第2実施例の TiO_2 単体を用いた場合と比べて癌組織死滅効果がより大きくなる。

【発明の効果】

以上説明したように本発明に係わる癌治療装置では、従来の光助起半導体を用いた治療装置のように、治療部位が食道、尿道、胆管等の内視鏡や

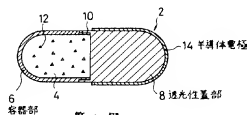
バルーンカテテルが挿入でき、しかも光照射が容易に行なえる管腔臓器に限定されることはなく、肝臓、脾臓等の臓器あるいは骨組織等の光照射が困難な生体深部に発生した癌に対して生体外から容易に繰り返し治療を行なうことができる。

4. 図面の簡単な説明

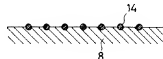
第1図は本発明の第1実施例に係わる癌治療装置の縦断面図、第2図は第1実施例に係わる癌治療装置の透光部材の外表面を示す断面図、第3図は前記癌治療装置の埋設方法を示す側面図、第4図は前記癌治療装置の作動状態を示す図、第5図は本発明の第2実施例に係わる癌治療装置の縦断面図、第6図は第2実施例に係わる癌治療装置の作動状態を示す図、第7図は本発明の第3実施例に係わる癌治療装置の作動状態を示す図、第8図は第3実施例に係わる透光部材の表面を示す断面図である。

2…癌治療装置本体、6…容器部(収納容器)、8…透光性蓋部(透光部材)、12…音響化学ルミネッセンス作用物質、14…半導体電極(光助

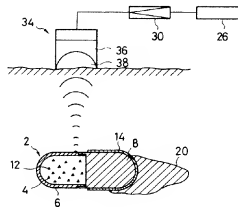
起半導体)



第1図

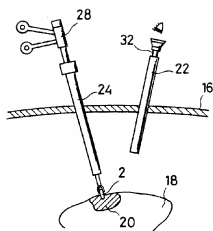


第2図

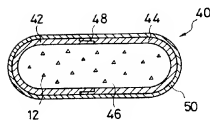


第4図

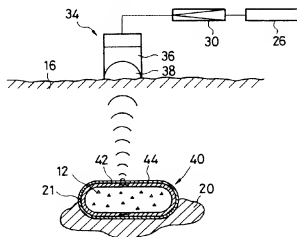
出願人代理人 弁理士 坪井 淳



第 3 図



第 5 図



第 6 図

手続補正書

平成 2 年 7 月 16 日

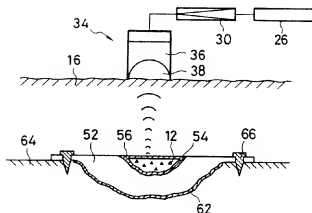
特許庁長官 植松 敏 殿

1. 事件の表示
特願平 2-61694 号
2. 発明の名称
癌 治 療 装 置
3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人
(037) オリンパス光学工業株式会社
4. 代 理 人
東 京 都 千 代 田 区 篠 が 関 3 丁 目 7 番 2 号
〒 100 電 話 03 (5 0 2) 3 1 8 1 (大 代 表)
(8881) 弁 理 士 坪 井 淳
5. 自 発 補 正

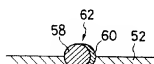


6. 補正の対象
図面
7. 補正の内容
図面の第 6 図を別紙の通り訂正する。

方式 関
審査

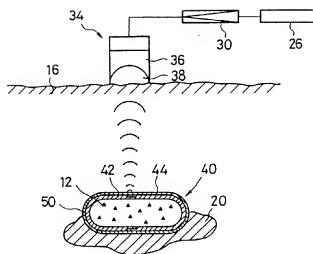


第 7 図



第 8 図





第 6 図